

**Systematische Untersuchung der Eigenschaften
von Thermolumineszenz-Dosimetern
für Zwecke der Röntgendiagnostik und -therapie**

von

KLAUS KRÄMER

aus Geisenhausen/Niederbayern

Aus dem Institut für Radiologie der Universität Erlangen-Nürnberg
(Vorstand: Prof. Dr. med. Dr. phil. nat. H. Pauly)

**Systematische Untersuchung der Eigenschaften
von Thermolumineszenz-Dosimetern
für Zwecke der Röntgendiagnostik und -therapie**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der Doktorwürde

dem

Fachbereich Medizin

der

Friedrich-Alexander-Universität

Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von

KLAUS KRÄMER

aus Geisenhausen/Niederbayern

Aus dem Institut für Radiologie der Universität Erlangen-Nürnberg
Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin der
Universität Erlangen-Nürnberg

Systematische Untersuchung der Eigenschaften
von Thermolumineszenz-Dosimetern
für Zwecke der Röntgendiagnostik und -therapie

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des Doktorgrades



Erlangen-Nürnberg

Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. E. Rügheimer

Referent: Prof. Dr. Dr. H. Pauly

Tag der mündlichen Prüfung: 05. Mai 1975

KLAUS KRÄMER

aus Göttingen (Vaterstadt)

INHALTSVERZEICHNIS

I. EINLEITUNG UND AUFGABENSTELLUNG	1
II. METHODIK	4
II.1 Grundlagen der Thermolumineszenz	4
II.2 Glowkurve	4
II.3 Auswertegerät	6
II.3 a Prinzipieller Aufbau	6
II.3 b $\propto$ Heizvorrichtung	7
II.3 b β Photomultiplier	10
II.3 b γ Elektronischer Teil des Auswertegerätes	10
II.3 c Änderungen am Gerät	11
II.4 Verwendung von LiF als Thermolumineszenz- dosimeter	13
II.4 a Eigenschaften des LiF	13
II.4 b Verwendete LiF-Dosimeter	14
II.4 c Dosimeterkapsel	16
II.4 d Handhabung und Reinigung	17
II.5 Benutzte Apparaturen und Geräte	17
II.6 Identifizierung der Meßsonden	17
II.7 Dosismessung	18
II.8 Spezielle Bedingungen bei den Dosis- messungen mit LiF-Dosimetern	18
III. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG	23
III.1 Regeneriermethode nach Harshaw	23
III.2 Regeneriermethode nach Cameron	23
III.3 Regeneriermethode nach Regulla	24
III.4 Vergleich der drei Regeneriermethoden	25
III.4 a Diskussion der Ergebnisse bei Re- generierung nach Methode A	26
III.4 b Diskussion der Meßergebnisse bei Re- generierung nach Methode B	29
III.4 c Diskussion der Meßergebnisse bei Re- generierung nach Methode C	31

III.4 d Vergleich der verschiedenen Regenerierungs- methoden	33
III.5 Einfluß der Regeneriertechnik auf die Reproduzierbarkeit der LiF-Dosimeter	34
IV. EIGNUNG DER LiF-DOSIMETER FÜR DIE KLINISCHE DOSIMETRIE	42
IV.1 Einfluß der Kapsel auf das Meßergebnis	42
IV.2 Winkelabhängigkeit	42
IV.3 Dosisleistungsabhängigkeit	44
IV.4 Energieabhängigkeit	45
IV.5 Meßbereichsumfang	46
IV.6 Gesamtfehler	50
V. ANWENDUNGSBEISPIEL	51
VI. ZUSAMMENFASSUNG	54
LITERATUR	
LEBENS LAUF	

I. Einleitung und Aufgabenstellung

Jedes Jahr erscheinen in den einschlägigen Fachzeitschriften neue Vorschläge für Dosimeter zur Messung der ionisierenden Strahlung für bestimmte Zwecke. Dies muß seinen Grund darin haben, daß bis jetzt noch kein alle Anforderungen befriedigendes Dosimeter gefunden worden ist.

Unter der Dosismessung versteht man die Messung der absorbierten Energie pro Gramm der interessierenden Substanz. Die hierfür verwendete Einheit ist das Rad (100 erg/g), oder neuerdings das Joule/kg. In den allermeisten Fällen interessiert die Dosis nicht in irgendwelchen Substanzen, sondern im Gewebe. Der direkte Weg, nämlich die absorbierte Energie im Gewebe zu messen, ist nicht gangbar. Deswegen sucht man nach Ersatzsubstanzen, die sich hinsichtlich ihrer Absorptionseigenschaften wie Gewebe verhalten. Hiermit ist das gesamte Problem der Dosimetrie bereits aufgezeichnet. Die Anforderungen an einen "Ersatzstoff" für das Gewebe läßt sich etwa folgendermaßen formulieren:

1. Zahl, Energie und Winkelverteilung der ausgelösten Sekundärelektronen müssen im Gewebe und Ersatzstoff übereinstimmen.
2. Energieabhängigkeit und Größe des Bremsvermögens der Sekundärelektronen ($\frac{dE}{dx}$) müssen für beide Stoffe übereinstimmen.
3. Das Dosimeter (Ersatzstoff) darf die Energieflußdichte der Photonen und der ausgelösten Sekundärelektronen nicht stören.

Es läßt sich zeigen, daß diese Forderungen weitgehend ersetzbar sind durch die Forderung nach gleichen Massenenergieabsorptionskoeffizienten in Gewebe und Ersatzstoff (1).

Neben diesen prinzipiellen Forderungen kommen in der Praxis die Forderungen nach hinreichendem Meßbereichsumfang und Dosisleistungsunabhängigkeit hinzu, d.h., daß selbst kleinste und größte Dosen vom Dosimeter richtig angezeigt werden bzw. kleine und große Dosisleistungen keinen Einfluß auf das Meßergebnis zeigen.

Jede beobachtbare physikalische Veränderung in einem Ersatzstoff ist, wenn die obigen Forderungen erfüllt werden, als Dosimeter verwendbar. Filmdosimeter und Ionisationskammerdosimeter sind die ältesten und wohl auch die am weit verbreitetsten Dosimeterarten. Beim Film wird die Schwärzung als Maß für die Dosis verwendet, bei der Ionisationskammer die Anzahl der gebildeten Ladungsträger im Ionisationskammervolumen. Vergleicht man die Massenenergieabsorptionskoeffizienten von Silberbromid bzw. von Luft mit dem von Gewebe, stellt man beim Film eine erhebliche Abhängigkeit des Massenenergieabsorptionskoeffizientverhältnisses von der Energie fest. Im Extremfall erreicht dieses Verhältnis bei einer Energie von etwa 30 keV den Wert von etwa 80.

Auf Grund der sehr ähnlichen effektiven Ordnungszahl von Gewebe und Luft ist die Abhängigkeit des Massenenergieabsorptionskoeffizientverhältnisses von Luft zu Gewebe gering.

Die Ionisationskammermethode zeigt jedoch andere Nachteile: bei hoher Empfindlichkeit wird das Volumen der Ionisationskammer groß, d.h., das Strahlungsfeld wird empfindlich gestört und die gemessene Dosis ist nicht eindeutig einem Ort zuzuordnen. Auch die Zuleitungen zur Ionisationskammer stören das Strahlungsfeld.

Die Suche nach immer neuen Dosimetern wird so verständlich, besonders auch dann, wenn es um spezielle Aufgabenstellungen wie z.B. punktförmige Dosismessung im Strahlenschutz geht. Vor etwa 15 Jahren sind Vorschläge für 2 neue Dosimeterarten zum ersten Mal gemacht worden; beim einen werden dabei die Änderungen der Phosphoreszenzeigenschaften von bestimmten Gläsern (Glasdosimeter), beim anderen das Auftreten von Thermolumineszenz bei bestimmten Salzen ausgenutzt. Beide Dosimeter haben den Vorteil, daß der Detektor Abmessungen von wenigen Kubikmillimetern haben kann, d.h., eine nahezu punktförmige Dosismessung zuläßt. Die Glasdosimeter scheiden allerdings für viele Fragen aus, weil ihre effektive Ordnungszahl erheblich von der des Gewebes abweicht, was eine für viele Zwecke zu große Energieabhängigkeit (Verhältnis des Massenabsorptionskoeffizienten) bedingt. Bei den Salzen, die die Eigenschaft der Thermolumineszenz zeigen, lassen sich dagegen

einige finden, deren effektive Ordnungszahl nahe der von Gewebe kommt, insbesondere ist dies für Lithiumfluorid mit einer effektiven Ordnungszahl von 3,14 der Fall (Gewebe 7,42). Lithiumfluorid kann als Pulver oder als kleine geschliffene Kristalle zum Zweck der Dosimetrie verwendet werden. Die Herstellung der Kristalle erfolgt entweder so, daß aus einem großen Einkristall kleine Kristalle herausgeschliffen werden, oder man sintert Pulver unter hohem Druck und hoher Temperatur um durchsichtige klare Kristalle zu erhalten. Werden die Dosimeter aus einem großen Einkristall gewonnen, so hat sich gezeigt, daß die Empfindlichkeit der Dosimeter außerordentlich abhängig ist von dem Ort, aus dem sie aus dem großen Einkristall gewonnen wurden. Werden die Kristalle jedoch gesintert, so läßt sich eine relativ homogene Pulvermischung vorher herstellen, so daß die Abhängigkeit der Empfindlichkeit von Dosimeter zu Dosimeter geringer sein sollte.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit den Eigenschaften dieser Lithiumfluoriddosimeter, insbesondere sollte untersucht werden an einem größeren Kollektiv von Dosimetern, wie einzelne Dosimeter in ihrer Empfindlichkeit untereinander abweichen. Das andere große Problem bei der Dosimetrie mit LiF-Dosimetern stellt die Wiederverwendbarkeit einmal bestrahlter Dosimeter dar. Es werden deshalb Methoden untersucht, wie die Dosisinformation einmal bestrahlter Dosimeter zu löschen und gleichzeitig die alte Empfindlichkeit der Dosimeter wieder herzustellen ist. Daneben wird selbstverständlich untersucht, wie sich Lithiumfluoriddosimeter gegenüber den prinzipiellen Forderungen an ein Dosimetersystem verhalten. Hierzu gehören neben der Energieabhängigkeit, die Empfindlichkeit, die Dosisleistungsabhängigkeit, aber auch die Handhabung in der Praxis und die Eignung der Dosimeter für Fragen der Dosimetrie bzw. des Strahlenschutzes.

II. Methodik

II.1 Grundlagen der Thermolumineszenz

In der Festkörperdosimetrie sind eine Anzahl von Stoffen bekannt wie z. B. NaCl oder LiF, die ihre physikalischen Eigenschaften unter dem Einfluß von Bestrahlung ändern. Die bei der Ionisation im Kristall freigesetzten Elektronen werden bei bestimmten Kristallen in sog. Traps eingefangen. Bei Zufuhr von thermischer Energie können diese Elektronen aus den Traps (Haftstellen) in das Leitfähigkeitsband angehoben werden. Dabei liegen die Traps verschieden tief unterhalb des Leitfähigkeitsbandes. Dementsprechend muß ein verschieden hoher Betrag thermischer Energie aufgewendet werden, um die Elektronen in das Leitfähigkeitsband zu heben. Beim Übergang vom Leitfähigkeitsband in das Valenzband wird Licht emittiert. Der Betrag des emittierten Lichtes ist dabei proportional der Anzahl der Elektronen, die aus den Traps freigesetzt worden sind. Die Anzahl der Elektronen in den Traps ist wiederum proportional der absorbierten Dosis im Kristall. So besteht eine Zuordnung zwischen Dosis und der emittierten Lichtsumme. Wegen weiterer physikalischer Einzelheiten zur Thermolumineszenz sei auf die einschlägige Literatur (z.B. 2,3) hingewiesen.

II.2 Glowkurve

Bei der Untersuchung der Thermolumineszenz wird der Vorgang der Lichtemission während der Erwärmung des Festkörpers beobachtet. Hierbei werden zwei Methoden angewendet: man zeichnet den Lichtstrom Φ_{TL} entweder als Funktion der während des Heizvorgangs ablaufenden Zeit t ($\Phi_{TL} = \Phi_{TL}(t)$) oder in Abhängigkeit von der Temperatur T auf ($\Phi_{TL} = \Phi_{TL}(T)$). Die beiden Darstellungen sind durch die Aufheizfunktion $T = qt + T_A$ miteinander verbunden, die den Temperatur- mit dem Zeitablauf während des Aufheizvorganges verknüpft (q = Temperaturänderung, T_A = Anfangstemperatur).

Die graphische Darstellung der Funktion $\dot{\Phi}_{TL}(t)$ oder $\dot{\Phi}_{TL}(T)$ wird als Glowkurve bezeichnet.

Für Glowkurven ist charakteristisch, daß sie bei bestimmten Temperaturen ein Maximum besitzen, das durch das Vorhandensein der Traps im Festkörper zu erklären ist. Jede Art von Thermolumineszenzdosimeter wird durch den Verlauf der Glowkurve charakterisiert.

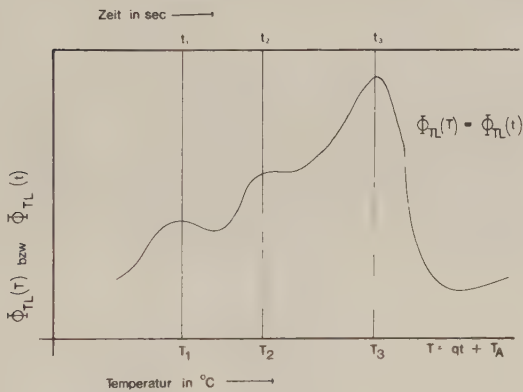


Abb. 1

Schematischer Verlauf der Glowkurve von LiF

$\dot{\Phi}_{TL}(T)$ = Lichtemission in Abhängigkeit der Temperatur T

$\dot{\Phi}_{TL}(t)$ = Lichtemission als Funktion der Zeit t

$T = qt + T_A$ = Aufheizfunktion

T_A = Anfangstemperatur

II.3 Auswertegerät

II.3.a Prinzipieller Aufbau

Die im Thermolumineszenzdosimeter gespeicherte Dosisinformation läßt sich auf zwei Arten gewinnen:

entweder wird das während der Heizphase emittierte und von einem Photomultiplier verstärkte und in einen Strom umgesetzte Licht während der gesamten Heizperiode aufintegriert, oder es wird differentiell das momentan emittierte Licht - ebenfalls verstärkt - in Abhängigkeit von der Temperatur auf einen Schreiber aufgezeichnet.

Beim zweiten Verfahren besteht außer der Proportionalität zwischen der Fläche unter der Glowkurve und der Dosis noch eine Proportionalität zwischen Dosis und Höhe eines ausgewählten Glow-maximums. Das folgende Blockschaltbild (Abb. 2) zeigt das gesamte Auswertegerät. Als Auswertegerät wurde das in einigen Details (siehe später) modifizierte handelsübliche Gerät 2000 A + B der Firma Harshaw verwendet.

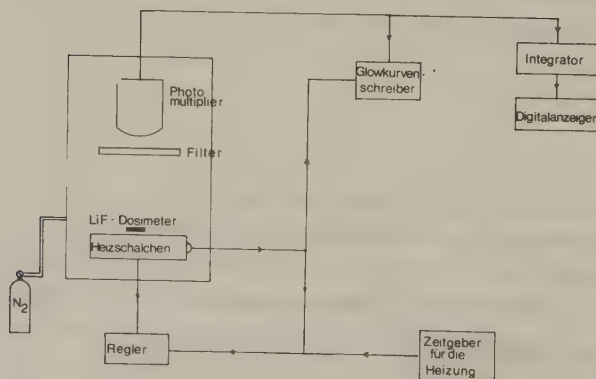


Abb. 2

Blockschaltbild des Auswertegerätes

II.3.b.⌘ Heizvorrichtung

Die Heizvorrichtung besteht aus einem Trafo mit nur einer Wicklung auf der Sekundärseite; diese stellt die Heizvorrichtung dar. Ein Teil dieser Wicklung ist als Plättchen ausgebildet, in das eine Vertiefung zur Aufnahme der TLD (Thermolumineszenzdosimeter) eingepreßt ist. Zur Messung der Temperatur ist von der Unterseite an das Plättchen ein Thermoelement angepreßt. Die Thermoelementspannung ist rückgekoppelt an die Primärseite des Trafos, um die Aufheizgeschwindigkeit zu steuern. Diese kann zwischen 50 Grad pro Sekunde und 8 Grad pro Sekunde variiert werden. (Abb. 3)

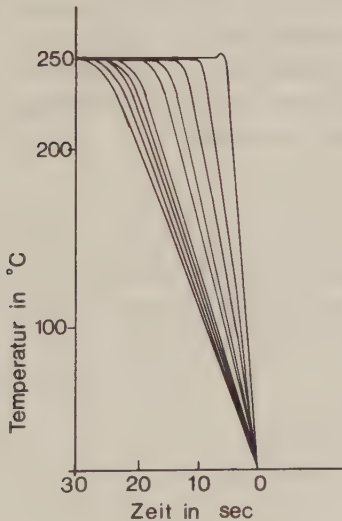


Abb. 3

Änderung der Temperatur mit der Zeit. Zwischen der größten Aufheizgeschwindigkeit von 50 Grad pro Sekunde und der kleinsten von 8 Grad pro Sekunde kann die Aufheizgeschwindigkeit konti-

zu Abb. 3

nuierlich verändert werden. Dargestellt sind zehn Kurven, die mit der Einteilung des Potentiometers übereinstimmen. Bei den größten Aufheizgeschwindigkeiten ist ein "Überschwingen" zu beobachten bei den kleineren nähert sich die Temperatur aperiodisch der gewählten Grenztemperatur von 250 Grad.

Vorschub: 120 mm/min

Preheateinstellung: 2,6 (Erklärung siehe unten)

Der Anfangsteil der Temperaturkurve zwischen 20 C und 100 C kann schneller überbrückt werden. Dies ist zweckmäßig, da im allgemeinen durch eine vorangegangene Temperung die Information dieses Temperaturbereiches bereits gelöscht ist. (Begründung für die Temperung siehe später Seite 20). In Abb. 4 kann der rasche Anstieg zu Beginn der Kurve 4 deutlich beobachtet werden. Der Bereich, der schneller durchfahren wird, kann kontinuierlich am Gerät variiert werden. Der Verlauf für zehn Einstellungen ist in Abb. 4 dargestellt. Die rasche Temperaturänderung im Anfangsteil der Kurve wird als Preheat bezeichnet.

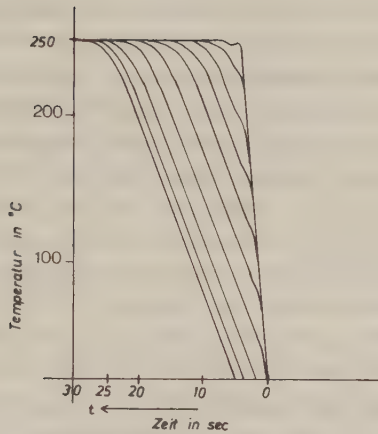


Abb. 4

Änderung der Temperatur mit der Zeit.

Zu Beginn des Heizvorganges ist es möglich, je nach Stellung des Potentiometers, verschieden lang mit einer Temperaturänderung von 75 Grad pro Sekunde das Heizblech bzw. das LiF-Dosimeter "vorzuheizen".

II.3.b.β Photomultiplier

Das vom LiF-Kristall während des Ausheizvorganges emittierte Licht löst in der Photokathode des Multipliers Elektronen aus. Dieser Strom wird im Photomultiplier verstärkt. Der elektrische Strom am Ausgang des Multipliers soll dabei dem Lichtstrom der Thermolumineszenz proportional sein. Um reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten, ist es deswegen unerlässlich, den Verstärkungsfaktor des Photomultipliers bei zu vergleichenden Versuchen konstant zu halten. Der Verstärkungsfaktor ist u. a. abhängig von der Temperatur des Photomultipliers. Die Temperatursteuerung erfolgt mit einem Peltierelement. Die Temperatur wird von einem Thermoelement überwacht und geregelt.

Da das Maximum des Emissionsspektrums von LiF bei $4000 \text{ \AA}$ liegt, muß die Empfindlichkeit des Photomultipliers dementsprechend auf das Emissionsspektrum abgestimmt sein. Ein Filter zwischen Heizplättchen und Photomultiplier sorgt dafür, daß alle Wellenlängen größer, etwa $5000 \text{ \AA}$, insbesondere die ultraroten Anteile, die bei der Erwärmung auftreten, abgeschnitten werden. Zur Überwachung der Konstanz dient ein Eichlicht, bestehend aus einer radiumaktivierten NaJ-Eichlichtquelle, das bei herausgezogener Heizvorrichtung an der Stelle des Plättchens liegt. Auch ohne Dosimeter wird trotz des Filters Licht vom Multiplier registriert, das von der Heizvorrichtung ausgeht. Darüber hinaus besitzt der Multiplier ein "Eigenrauschen". Beides zusammen ergibt den stets auftretenden Dunkelstrom. Meßwert und Dunkelstrom sind von der Hochspannung am Multiplier abhängig.

II.3.b.γ Der Elektronische Teil des Auswertegerätes hat die Aufgabe, den vom Photomultiplier abgegebenen Strom (I) zu verstärken und anzuzeigen. Eine digitale Messung des Stromsignals wird durch eine entsprechende Schaltanordnung erreicht.

Hierbei setzt ein Analog-Digital-Wandler die pro Zeiteinheit zugeführte Ladungsmenge Q derart in Impulse um, daß die Zahl der abgegebenen Impulse der Ladungsmenge Q proportional ist.

Ferner muß vom elektronischen Teil der Heizvorgang gesteuert und die Strommessung mit dem Ablauf des Heizvorganges koordiniert werden. Der elektronische Teil enthält außerdem die für die einzelnen Bausteine erforderlichen Netzteile, insbesondere den Hochspannungsteil für den Photomultiplier (siehe Blockschaltbild).

II.3.c Änderungen am Gerät

Nach Vorversuchen, bei denen ein und dieselben Dosimeter mehrmals mit der gleichen Dosis bestrahlt wurden, hat sich gezeigt, daß die Meßwerte stark differieren (der Meßfehler lag bei $\pm 25\%$) und außerdem der Dunkelstrom nicht konstant war. Die Ursache lag an dem vom Hersteller mitgelieferten Ni-Heizschälchen. Es wirkt als Reflektor für das von den erwärmten Meßsonden emittierte Radiothermolumineszenz-Licht. Dieser Nebeneffekt soll so klein wie möglich, jedoch mindestens konstant gehalten werden. Dies ist bei einem Ni-Heizblech nicht möglich, da es schon nach einigen Messungen oxidiert und matt wird. Es werden deshalb eigens angefertigte Heizschälchen aus Platin verwendet, die selbst nach intensiver Benützung ihre Reflexionseigenschaften nicht ändern, dies wurde durch fortwährende Kontrolle des Dunkelstromes über Monate kontrolliert (siehe Abb. 5).

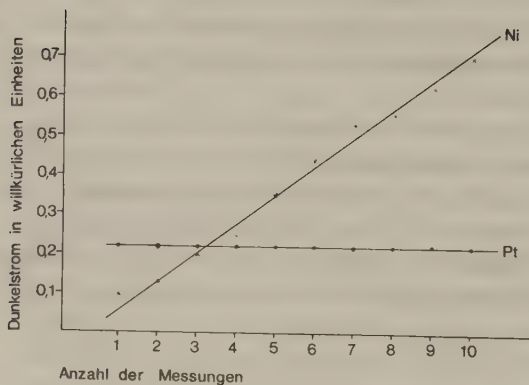


Abb. 5: Verlauf des Dunkelstromes von Ni- und Pt-Heizblech in Abhängigkeit von der Anzahl der wiederholten Messungen

Als weitere Fehlerquelle stellte sich die Verwendung einer Luft-Atmosphäre bei der Auswertung heraus. In Luft emittiert nämlich LiF Licht, das nicht durch Strahlung hervorgerufen wird und unsystematische Schwankungen verursacht. Dies wird durch die sog. Reibungslumineszenz erklärt (4). Sie tritt nicht auf, wenn die Auswertung in einem inerten Gas erfolgt. Darüber hinaus verhindert die Auswertung in einem inerten Gas die Verbindung irgendwelcher organischer und anorganischer Substanzen mit dem Kristall und dem Heizblech und reduziert so den Dunkelstrom.

Die Auswertung geschieht deshalb in einer N_2 -Atmosphäre. Der Dunkelstrom geht nach Rassow (5) bei Messungen während N_2 -Spülung ebenso wie die Streuung der Meßwerte stark zurück.

II.4 Verwendung von LiF als Thermolumineszenzdosimeter

II.4.a Eigenschaften des LiF

LiF ist seiner Eigenschaften wegen das meistgebrauchte TL-Dosimetermaterial. Es zeichnet sich aus durch:

- a₁) seinen großen Meßbereichsumfang
- a₂) seine angenäherte Gewebeäquivalenz
- a₃) seine dauerhafte Informationsspeicherung
- a₄) seine ideale Eigenschaft als Punktdetektor
- a₅) seine Empfindlichkeit gegenüber verschiedenen Strahlungsarten

zu a₁) LiF hat einen Meßbereichsumfang der von wenigen Milli-röntgen bis zu einigen Tausend Röntgen reicht. Oberhalb 1000 R verändern die Kristalle ihre Empfindlichkeit durch zusätzliche Bildung neuer Fehlstellen.

zu a₂) Da der Quotient der Energieumwandlungskoeffizienten, also das Verhältnis der Photonenenergien, die bei senkrechtem Auftreffen des Strahlenbündels pro cm Schichtdicke in kinetische Energie von Sekundärelektronen umgewandelt werden, von LiF und Gewebe annähernd eins ist und die Zahl, die Energie und die Richtungsverteilung der Sekundärelektronen bei Photonenbestrahlung von LiF und Gewebe ebenfalls annähernd äquivalent sind, besitzt LiF eine gute Gewebeäquivalenz (Einzelheiten zur Gewebeäquivalenz siehe (..1.)).

zu a₃) Bei Zimmertemperatur ($T=20^{\circ}\text{C}$) geht der Meßwert der Thermolumineszenzdosimeter innerhalb 40 Tg. um einige Prozent zurück, dieser Effekt wird Fading genannt (4). Bei höheren Temperaturen ist der Abfall größer (3). Nutzt man zur Auswertung nur den Temperaturbereich oberhalb 100°C , so kann ein Fading praktisch vernachlässigt werden.

- zu a₄) Die LiF-Dosimeter zeichnen sich durch ein äußerst kleines Volumen aus. Sie sind geradezu prädestiniert zur punktförmigen Messung der Dosis, selbst bei kleinsten Feldgrößen in Strahlentherapie und Diagnostik.
- zu a₅) Dosismessungen mit LiF können bei Elektronen-, Röntgen-, Gamma- und bedingt auch bei Neutronenstrahlung durchgeführt werden.

II.4.b Verwendete LiF-Dosimeter

Bis vor kurzem war LiF nur als Pulver oder als gespaltener Kristall in verschiedenen Geometrien verfügbar. Diese beiden LiF-Formen zeigen jedoch Beschränkungen bezüglich ihrer Verwendbarkeit. Dies führte zur Entwicklung neuer LiF-Festkörperdosimeter.

Die neuen LiF-Dosimeter werden jetzt aus LiF extrudiert (gesintertes Pulver homogener Empfindlichkeit). Die extrudierten Dosimeter zeigen einige vorteilhafte Eigenschaften gegenüber Pulver: sie sind optisch transparent, mechanisch fest und in der Handhabung bequem. Außerdem kommen die Empfindlichkeitsänderungen, wie sie bei Pulver infolge der Korngrößenunterschiede auftreten, bei extrudierten LiF nicht vor.

In jüngster Zeit wurden LiF-Dosimeter entwickelt, deren Empfindlichkeit weiter gesteigert werden konnte, sog. LiF-Ribbons mit den Maßen von 1,8 x 1,8 x 0,035 inches.

Mit diesen Dosimetern wurden alle prinzipiellen und anwendungsbezogenen Versuche dieser Arbeit durchgeführt.

In Tabelle 1 sind die verschiedenen Abmessungen der verbreitesten LiF-Dosimeter aufgeführt.

<u>R o d s</u>		<u>R i b b o n s</u>	
		Type A	Type B
Dimensionen	1 mm ϕ x 6 mm	1/8" x 1/8" x 0,035"	1/8" x 1/8" x 0,01"
			1 mm x 1 mm x 6 mm
Masse	10 mg	25 mg	7 mg
			15 mg
Meßbereich	10 mR- 10 ⁵ R	wenige mR- 10 ⁵ R	wenige mR- 10 ⁵ R
			10 mR- 10 ⁵ R

Tabelle 1 Abmessungen, Masse und Meßbereichsumfang der extrudierten LiF-Tl-Dosimeter

II.4.c Dosimeterkapsel

Für den praktischen Gebrauch wurden die TL-Dosimeter in eine eigens angefertigte passende Kapsel gebracht, um sie vor Verschmutzung zu schützen; diese würde das Meßergebnis wesentlich beeinflussen (Abb. 6).

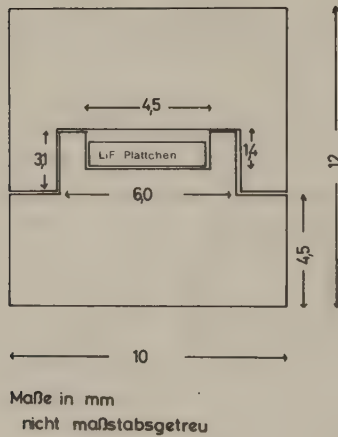


Abb. 6: Dosimeterkapsel aus Plexiglas

Von der Kapsel ist zu fordern, daß durch sie die Dosis am Meßort nicht oder nur unwesentlich verändert wird. Deshalb wurde als Kapselmaterial Plexiglas verwendet, das hinsichtlich seiner Absorptionseigenschaften noch am günstigsten erschien.

Auch läßt sich Plexiglas so verarbeiten, daß die Kapseln selbst bei kleinsten Abmessungen noch eine ausreichende Stabilität aufweisen. In einigen Fällen z. B. bei der Messung des Aufbaueffektes von Co^{60} wurde auf die Kapseln verzichtet, um den Aufbaueffekt darstellen zu können.

II.4.d Handhabung und Reinigung

Die Meßsonden dürfen nicht mit den Fingern berührt werden, da sich sonst die Lichtausbeute ändert. Man arbeitet deshalb nur mit einer mit Kunststoff belegten Pinzette, die die Kristalle auch vor Verkratzungen schützen soll. Weiter gilt, daß die Dosimeter ab und zu in Methanol gespült werden. Äußerst verschmutzte oder mit der Hand berührte Dosimeter sollen zur Reinigung in warmes Trichlormethylen und anschließend in Methanol getaucht werden.

II.5 Benutzte Apparaturen und Geräte

Für die grundlegenden Messungen, nämlich der Ermittlung der Genauigkeit, der Energieabhängigkeit und der Testung der Regeneriermethoden wurde als Strahlenquelle ein Siemens-Stabilipan 300 verwendet.

Zur Testung der Eignung der Dosimeter für Zwecke der Therapie stand die Cobalt-60 Fernbestrahlungsapparatur Gammatron I mit einer Co-60 -Quelle von etwa 2400 Ci und ein Betatron zur Verfügung.

II.6 Identifizierung der Meßsonden

Um die Empfindlichkeit und damit die "Geschichte" jedes einzelnen Dosimeters während der Versuche genau verfolgen zu können, wurden die Dosimeterkapseln mit Nummern von 1 - 30 versehen.

II.7 Dosismessung

Der Hergang einer Dosismessung mit einem LiF-Dosimeter wird im folgenden noch einmal chronologisch aufgeführt:

a) Bestrahlung:

Die LiF-Kristalle werden mit einem der oben aufgeführten Therapiegeräte in der Kapsel mit einer vorgegebenen Dosis bestrahlt.

b) Temperung:

Vor der Auswertung werden die Dosimeter einer speziellen Wärmebehandlung, der Temperung, unterzogen. Hierzu werden die Meßsonden aus ihrer Kapsel genommen und in den eigens entwickelten "Topf" 15 min bei 100°C gekocht, ein Vertauschen der Dosimeter wird durch eine spezielle Halterung verhindert.

c) Auswertung:

In der nachfolgenden Auswertung werden die Kristalle bis zu einer bestimmten Temperatur erhitzt, das emittierte Licht wird gemessen.

d) Regenerierung:

Von verschiedenen Autoren (6,7) wird gefordert, daß die Kristalle nach der Auswertung regeneriert werden müssen. Die Kristalle sollen dadurch ihre ursprüngliche Empfindlichkeit wieder erhalten.

II.8 Spezielle Bedingungen bei den Dosismessungen mit LiF-Dosimetern

a) Einstellung am Auswertegerät:

Bei einer gewählten Einstellung von 800 Volt am Multiplier des Auswertegeräts beträgt der Dunkelstrom bei ungefähr 20°C Zimmertemperatur 0,024 nC in 30 sec und ist gut über 30 min reproduzierbar.

Als Ausheizperiode wurden 30 Sekunden gewählt. Erhitzt werden die Dosimeter bis auf 250°C . Dabei ist das Potentiometer "Temperature Rise" auf 2,08 und das Potentiometer "Preheat" auf 4,0 relative Einheiten eingestellt.

b) Bestrahlung:

Bei den prinzipiellen Untersuchungen werden im allgemeinen 30 Dosimeter am Stabilipan 300 gleichzeitig in einer Entfernung von 1 m und bei einer Filterung mit Th III, 30 Sekunden lang bestrahlt.

Sie lagen dabei der Länge nach in der Aussparung eines Styroporklotzes und zwar so, daß der Zentralstrahl senkrecht zur Achse der Kapsel lag.

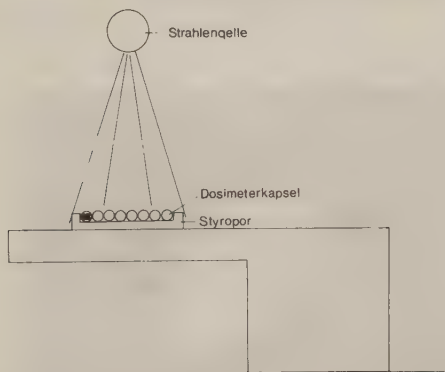


Abb. 7: Lage der Dosimeterkapsel bei der Bestrahlung.
Die Kapseln lagen mit ihrer Längsachse senkrecht zum Zentralstrahl.

c) Temperung

Die Glowkurve von bestrahlten LiF-Dosimetern ohne irgendeine Temperaturvorbehandlung ist in Abb. 1 bereits aufgezeichnet. Die Kurve zeigt bei T_1 und T_2 Glowmaxima geringer Intensität. Diese "Vormaxima" sind, so nach Regula (6), im Vergleich zum Glowmaxima bei T_3 sehr instabil und zeigen innerhalb kurzer Zeit ein Fading, d.h. sie klingen in ihrer Intensität ab. Sie können also für Dosismessungen nur bedingt verwendet werden. Aus diesem Grund werden die Meßsonden nach der Bestrahlung 15 Minuten lang auf 100°C erhitzt; hierdurch werden die Vormaxima gelöscht.

Um 100°C genau zu reproduzieren, wird kochendes Wasser verwendet. Die Dosimeter liegen dabei auf einer mit nummerierten Vertiefungen versehenen Teflonunterlage in einem wasserdichten Messingtopf (Abb. 8).

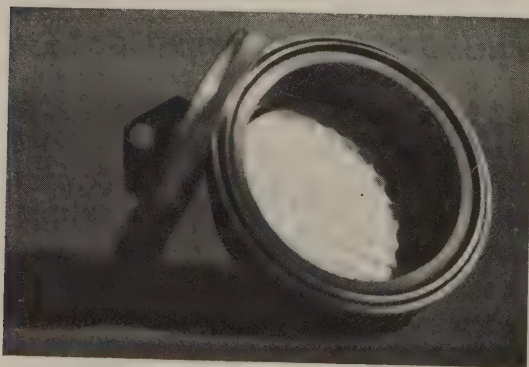


Abb. 8: Messingtopf und Teflonunterlage für die Temperung der Dosimeter

In Abb. 9 sind Glowkurven von LiF wiedergegeben; den Kurvenverlauf a) erhält man, wenn keine Temperung vor der Aus-

wertung erfolgt, den Verlauf b), wenn eine Temperung vor der Auswertung durchgeführt wird. Man sieht deutlich, wie bei T_1 das Vormaximum durch die Temperung gelöscht worden ist.

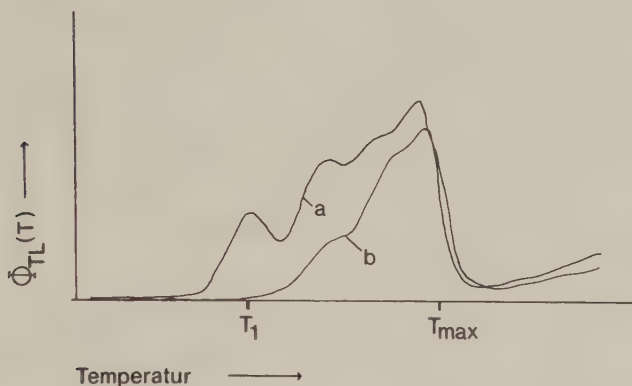


Abb. 9: a) Glowkurve ohne vorangegangene Temperung
b) Glowkurve nach erfolgter Temperung.

Bei T_1 ist das Vormaximum durch die Temperung gelöscht worden.

Die Dosen sind bei a) und b) nicht exakt identisch.

d) Auswertung

Zur Auswertung werden die getemperten Dosimeter einzeln auf das Platinheizschälchen gelegt und 30 Sekunden lang bis auf 250°C erhitzt.

Nach dem Ausheizvorgang sollen die LiF-Plättchen gleichmäßig und langsam abkühlen. Man läßt deshalb die Dosimeter auf dem Heizblech liegen, bis dieses ungefähr eine Temperatur von 100°C erreicht hat. Die Folgen einer zu schnellen Abkühlung sind von anderen Autoren untersucht worden (8,9).

e) Regenerierung

Neben der Temperung wird von verschiedenen Autoren weiter eine Temperaturbehandlung der Meßsonden zwischen erfolgter Auswertung und nächster Bestrahlung gefordert. Man bezeichnet diesen Vorgang als Regenerierung. Diese soll eine doppelte Aufgabe besitzen, nämlich die Dosisinformation der vorausgegangenen Bestrahlung vollständig zu löschen und die Empfindlichkeit der Meßsonde, d.h. die frühere Form der Glowkurve wieder herzustellen. Die Meßwertlöschung soll bei einer Wärmebehandlung zwischen ungefähr 300°C und 500°C , die Herstellung der ursprünglichen Form der Glowkurve bei einer Temperaturbehandlung zwischen 60° und 100°C erreicht werden.

Inwieweit eine Regenerierung sich auf die Empfindlichkeit der Dosimeter auswirkt, soll im folgenden Teil dieser Arbeit beschrieben werden. Es wurden dafür drei verschiedene Regeneriermethoden erprobt und miteinander verglichen. Darüber hinaus wird versucht zu klären, ob es überhaupt notwendig sei, die von den Autoren geforderte Regenerierung durchzuführen.

III. Experimentelle Untersuchung

III. 1 Regeneriermethode nach Harshaw (10)

Nach der Methode der Firma Harshaw Chemical Company sollen LiF-Dosimeter vor der Bestrahlung (pre-irradiation) 1 Stunde lang auf 400°C (Meßwertlöschung) und 2 Stunden auf 100°C (Vorpeakunterdrückung), nach der Bestrahlung (post-irradiation) 10 Minuten auf 100°C erhitzt werden. (Vorpeaklöschung). Für die Regenerierung der 30 Plättchen dient ein Heizofen der Firma Haereus. Die ausgewerteten Dosimeter werden auf einer feuerfesten Glasplatte in den auf 400°C vorgeheizten Ofen gebracht. Nach einer Stunde läßt man den Ofen mit geöffneter Klappe auf 100°C abkühlen, wobei die Meßsonden im Ofen bleiben. Die jetzige Temperatur behält man 2 Stunden bei. Die Dosimeter sind danach für die nächste Bestrahlung verwendbar. Die Behandlung der Dosimeter nach der Bestrahlung bei 100°C erfolgt im kochenden Wasser, wie bereits erwähnt.

III. 2 Regeneriermethode nach Cameron (7)

Die Reproduzierbarkeit der ursprünglichen Form der Ausheizkurve und damit die Dosisempfindlichkeit wird nach Cameron durch eine 22 Stunden Wärmebehandlung bei 80°C erzielt. Die Dosisinformation wird durch eine einstündige Wärmebehandlung bis 400°C gelöscht.

Bei Cameron gilt:

Temperung I (Meßwertlöschung) 1 Std.: 400°C

Temperung II (Vorpeakunterdrückung) 22 Std.: 80°C

Temperung III (Vorpeaklöschung) 15 Min.: 100°C

Die Temperung I und II wird von Cameron als pre-irradiation annealing, die Temperung III als post-irradiation annealing bezeichnet.

Um diesen Vorschlägen weitgehend gerecht zu werden, werden die ausgewerteten Plättchen 1 Stunde auf 400°C erhitzt und kühlen dann langsam im Haereus-Ofen bei geöffneter Klappe auf 80°C ab.

Die 22-stündige Wärmebehandlung bei 100°C erfolgt in einem Brutofen. Temperung III erfolgt wie bei der Regeneriermethode nach Harshaw

III. 3 Methode der Schnellregenerierung nach Regulla (6)

Nach Regulla läßt sich die zeitraubende Temperung der Meßsonden bei 80°C durch eine 15-minütige Wärmebehandlung bei 100°C zwischen der nächsten Bestrahlung und der darauf folgenden Auswertung erzielen (post-irradiation annealing). Die Meßwertlöschung erfolgt durch eine Wärmebehandlung bei 400°C für 30 Sekunden.

Da eine 30 Sekunden lange Ausheizung bei 400°C in dem oben beschriebenen Ofen äußerst ungenau ist und sich schlecht reproduzieren läßt, bot sich an, die Meßsonden auf der präzisen Ausheizvorrichtung des Auswertegerätes auszuheizen. Da das Gerät die Temperung von 400°C nicht ganz erreicht, werden die Meßsonden bis auf 370°C (Höchstausschlag) durchgehend aufgeheizt und bei 370°C 25 Sekunden belassen. Dieser Vorgang kann jedes Mal genau reproduziert werden, so daß jedes Dosimeter unter gleichen Bedingungen regeneriert wird.

III. 4 Vergleich der drei Regeneriermethoden

Um feststellen zu können, durch welche der drei verschiedenen Regeneriermethoden die Plättchen am ehesten ihre ursprüngliche Empfindlichkeit wieder erhalten und welche Methode für den häufigen praktischen Gebrauch von Dosismessungen mit LiF-Dosimetern am zweckmäßigsten ist, wurden jeweils 30 Plättchen mit einer Dosis von 820 mR bestrahlt, ausgewertet und nach den drei verschiedenen Methoden, die von

- A) Harshaw
- B) Cameron
- C) Regulla

vorgeschlagen werden, regeneriert (die applizierte Dosis spielt im Prinzip keine Rolle, da es sich hier nur um Vergleichsmessungen handelt).

Die Dosimeter wurden zur Erprobung der Methode A) je 6 mal, zur Erprobung der Methode B) je 5 mal und bei C) je 4 mal bestrahlt und ausgewertet. Für jedes einzelne Plättchen wurde aus den 6, 5 bzw. 4 Messungen der Mittelwert $\bar{M}_i$ und die Streuung σ_i berechnet. Aus den 30 Mittelwerten $\bar{M}_i$ und den entsprechenden 30 Streuungen σ_i berechnet sich die Streuung der Mittelwerte σ_M und eine mittlere Streuung $\bar{\sigma}$ gemäß:

$$\sigma_M = \frac{\sum (M_i - \bar{M})}{\sqrt{N-1}}$$

$$\bar{\sigma} = \frac{\sum \sigma_i}{N}$$

Dabei ist $\bar{M}$ das Mittel aller 30 Mittelwerte und N die Anzahl der Plättchen (30). Es wurde versucht zu klären, ob die Streuung der Mittelwerte σ_M bei den drei verschiedenen Regeneriermethoden durch die Fehler in der Reproduzierbarkeit erklärt werden kann. Es wurden deshalb die Versuchsergebnisse mit Hilfe der einfachen Varianzanalyse(11) untersucht.

III.4.a Diskussion der Ergebnisse bei Regenerierung nach Methode A (Tabelle 2)

Die Meßergebnisse sind in Tabelle 2 aufgeführt. Ohne Aussonderung eines oder mehrerer Plättchen aus der Testreihe von 30 Dosimetern ergab sich ein gemeinsamer Mittelwert von

$$\bar{M} = 0,747 \text{ nC}$$

bei einer Streuung von $\bar{\sigma}_M = 0,032 \text{ nC}$.

Der Mittelwert der Streuung, also die mittlere Reproduzierbarkeit betrug

$$\bar{\sigma} = 0,072 \text{ nC}$$

Das entspricht einem Fehler von 9,6 %

Die einfache Varianzanalyse zeigt, daß die Streuung der Mittelwerte sich nicht durch die Streuung in der Reproduzierbarkeit erklären läßt, d.h., daß der Mittelwert einiger Plättchen signifikant von den anderen abweicht. Sortiert man nun sechs stark vom Mittelwert abweichende Plättchen aus, dann läßt sich die Streuung der restlichen 24 Plättchen als zufällige Abweichung auf Grund der Fehler in der Reproduzierbarkeit erklären. Die Plättchen können jetzt untereinander vertauscht werden.

Die restlichen Plättchen besitzen einen gemeinsamen Mittelwert von

$$\bar{M} = (0,744 \pm 0,019) \text{ nC}$$

Bei einer mittleren Reproduzierbarkeit von

$$\bar{\sigma} = 0,067 \text{ nC}$$

das entspricht einem Fehler von 9,0 %.

Werden also die Plättchen nach der Methode A regeneriert, kann man, nachdem man einige stark vom Mittelwert abweichenden Plättchen ausgesondert hat, die restlichen untereinander vertauschen. Man muß allerdings dann mit

einen Fehler von 9,0 % rechnen, wobei dies der Fehler der Einzelmessung und nicht der Fehler des Mittelwertes ist.

Tabelle 2

Nr.	Versuch 1	2	3	4	5	6	M_i	G_i
1	0,718	0,728	0,700	0,755	0,657	0,682	0,707	0,035
	0,715	0,796	0,706	0,794	0,648	0,712	0,728	0,057
	0,745	0,831	0,776	0,894	0,733	0,795	0,796	0,060
	0,589	0,732	0,662	0,7558	0,575	0,680	0,665	0,073
5	0,658	0,658	0,743	0,818	0,630	0,745	0,734	0,076
	0,665	0,814	0,775	0,834	0,646	0,774	0,756	0,083
	0,682	0,825	0,823	0,813	0,646	0,753	0,757	0,078
	0,679	0,821	0,810	0,829	0,601	0,741	0,747	0,092
10	0,721	0,890	0,862	0,912	0,640	0,834	0,810	0,107
	0,650	0,797	0,780	0,807	0,620	0,747	0,734	0,080
	0,683	0,783	0,720	0,778	0,677	0,714	0,726	0,046
	0,711	0,803	0,723	0,825	0,690	0,735	0,748	0,054
15	0,669	0,741	0,763	0,816	0,660	0,741	0,732	0,059
	0,660	0,757	0,717	0,818	0,653	0,728	0,722	0,062
	0,639	0,770	0,729	0,804	0,620	0,737	0,717	0,073
	0,709	0,840	0,788	0,885	0,689	0,793	0,778	0,071
20	0,673	0,842	0,780	0,839	0,614	0,754	0,750	0,091
	0,662	0,821	0,774	0,791	0,616	0,754	0,735	0,080
	0,680	0,856	0,774	0,816	0,629	0,751	0,751	0,085
	0,720	0,878	0,815	0,842	0,663	0,788	0,784	0,080
25	0,734	0,793	0,739	0,766	0,750	0,747	0,746	0,030
	0,702	0,755	0,723	0,798	0,698	0,740	0,736	0,037
	0,684	0,774	0,734	0,788	0,649	0,741	0,727	0,055
	0,727	0,825	0,748	0,829	0,646	0,790	0,761	0,069
30	0,653	0,741	0,725	0,759	0,688	0,781	0,732	0,049
	0,603	0,774	0,775	0,809	0,615	0,761	0,723	0,090
	0,677	0,867	0,810	0,815	0,690	0,792	0,775	0,075
	0,701	0,856	0,829	0,840	0,684	0,816	0,788	0,075
	0,751	0,874	0,883	0,853	0,694	0,810	0,811	0,075
	0,702	0,812	0,812	0,789	0,636	0,779	0,755	0,071

Tabelle 2: Meßergebnisse für sechs aufeinanderfolgende Bestrahlungen für die 30 im Versuch verwendeten Dosimeter, bei Regenerierung nach Methode A. Alle Werte in mC.

$\bar{M} = 0,747$
 $\bar{G} = 0,032$

0,072 ± 0,006

III.4.b Diskussion der Meßergebnisse bei Regenerierung nach Methode B (Tabelle 3)

Es wurden 30 Plättchen 5 mal bestrahlt, regeneriert und ausgewertet. Die Meßwerte sind in Tabelle 3 aufgeführt. Ohne Aussonderung von Plättchen ergab sich ein Mittelwert von

$$\bar{M} = 0,618 \text{ nC}$$

Die Streuung der Mittelwerte betrug

$$\sigma_M = 0,032 \text{ nC}$$

bei einer mittleren Streuung von

$$\bar{\sigma} = 0,017 \text{ nC}$$

das entspricht einem Fehler von

$$2,75 \%$$

Untersucht man die beiden Streuungen wieder mit Hilfe der einfachen Varianzanalyse, so läßt sich die Streuung der Mittelwerte ebenfalls nicht durch die Streuung in der Reproduzierbarkeit erklären. Sondert man wiederum von den 30 Plättchen 21 Plättchen, deren Mittelwert M_1 stark von $\bar{M}$ abweicht, aus, so erhält man eine kleine homogene Gruppe von 9 Plättchen, die einen Mittelwert von

$$\bar{M} = 0,619$$

und eine mittlere Streuung von

$$\bar{\sigma} = 0,013 \text{ besitzen.}$$

Das entspricht einem Fehler von

$$2,1 \%$$

Das heißt: mißt man die Dosis mit einem dieser neun Plättchen und regeneriert sie nach Methode B, so kann die Dosis mit einer Genauigkeit von 2,1 % ermittelt werden, ohne daß zwischen den Dosimetern unterschieden werden muß.

Tabelle 3

Nr.	Versuch	1	2	3	4	5	M_i	σ_i
1	0,581	0,645	0,571	0,608	0,593	0,588	0,016	
	0,569	0,673	0,591	0,606	0,564	0,583	0,020	
	0,598	0,703	0,617	0,622	0,602	0,610	0,012	
	0,541	0,639	0,559	0,571	0,546	0,554	0,014	
5	0,621	0,716	0,647	0,636	0,637	0,635	0,011	
	0,627	0,751	0,666	0,667	0,663	0,656	0,019	
	0,612	0,716	0,662	0,656	0,624	0,641	0,027	
	0,605	0,692	0,704	0,641	0,605	0,618	0,017	
10	0,674	0,802	0,588	0,724	0,691	0,701	0,025	
	0,563	0,696	0,580	0,624	0,591	0,592	0,025	
	0,512	0,670	0,593	0,588	0,538	0,555	0,036	
	0,613	0,694	0,599	0,595	0,600	0,596	0,004	
15	0,563	0,674	0,606	0,604	0,574	0,585	0,020	
	0,609	0,690	0,637	0,588	0,618	0,605	0,013	
	0,622	0,703	0,639	0,655	0,631	0,636	0,014	
	0,652	0,723	0,637	0,649	0,616	0,639	0,014	
20	0,630	0,713	0,621	0,644	0,623	0,634	0,009	
	0,603	0,728	0,649	0,585	0,599	0,602	0,015	
	0,657	0,737	0,616	0,674	0,634	0,654	0,017	
	0,612	0,701	0,601	0,628	0,626	0,621	0,008	
25	0,574	0,664	0,623	0,582	0,605	0,591	0,015	
	0,598	0,696	0,595	0,618	0,630	0,617	0,014	
	0,577	0,681	0,641	0,595	0,607	0,594	0,012	
	0,611	0,738	0,600	0,649	0,657	0,640	0,020	
30	0,652	0,757	0,621	0,683	0,655	0,648	0,035	
	0,608	0,687	0,650	0,617	0,619	0,616	0,006	
	0,602	0,708	0,647	0,631	0,641	0,631	0,021	
	0,659	0,748	0,618	0,695	0,644	0,661	0,023	
	0,633	0,711	0,617	0,826	0,632	0,627	0,007	
	0,627	0,704	0,622	0,647	0,614	0,626	0,015	

Tabelle 3: Meßergebnisse für sechs aufeinander folgende Bestrahlungen für die 30 im Versuch verwendeten Dosimeter, bei Regenerierung nach Methode B. Alle Werte in nC

$\bar{M} = 0,618$
 $\bar{\sigma} = 0,0168 = \bar{\sigma}$

III.4.c Diskussion der Meßergebnisse bei Regenerierung nach Methode C (Tabelle 4)

Jeweils 4 Versuche wurden nach Methode C an 30 Plättchen durchgeführt. Die Meßergebnisse sind in Tabelle 4 aufgeführt.

Ohne Aussonderung ergab sich ein gemeinsamer Mittelwert von

$$\bar{M} = 0,943 \text{ nC}$$

die Streuung der Mittelwerte betrug

$$\sigma_M = 0,049 \text{ nC}$$

die mittlere Streuung

$$\bar{\sigma} = 0,042 \text{ nC}$$

das entspricht einem Fehler von

$$4,6 \text{ \%}$$

Die Streuung von 0,049 kann nicht durch den Fehler in der Reproduzierbarkeit erklärt werden. Erst wenn man 17 Plättchen, deren Mittelwerte stark von dem gemeinsamen Mittelwert abweichen, aussortiert, kann man die Schwankungen der Mittelwerte der restlichen Plättchen durch den Fehler in der Reproduzierbarkeit erklären. Diese 13 verbleibenden Dosimeter können dann bei Methode C untereinander vertauscht werden. Sie besitzen einen gemeinsamen Mittelwert von

$$\bar{M} = (0,940 \pm 0,017) \text{ nC.}$$

Bei einer mittleren Streuung in der Reproduzierbarkeit von

$$\bar{\sigma} = 0,041 \text{ nC}$$

kann die Dosis mit einer Genauigkeit von

$$4,3 \text{ \% ermittelt werden.}$$

Tabelle 4

Nr.	Versuch 1	2	3	4	M_i	G_i
1	0,914	0,823	0,836	0,836	0,852	0,042
	0,906	0,855	0,839	0,818	0,855	0,038
	0,000	0,905	0,913	0,887	0,926	0,050
	0,911	0,849	0,829	0,826	0,854	0,040
5	1,009	0,937	0,946	0,911	0,951	0,042
	1,067	0,930	0,967	0,930	0,974	0,065
	1,013	0,943	0,949	0,930	0,959	0,037
	1,007	0,894	0,873	0,868	0,911	0,065
10	1,101	1,012	1,034	0,997	1,036	0,046
	0,945	0,886	0,897	0,882	0,903	0,029
	0,947	0,856	0,865	0,840	0,877	0,048
	0,989	0,903	0,920	0,885	0,924	0,045
15	0,936	0,919	0,936	0,884	0,919	0,025
	0,022	0,944	0,945	0,934	0,961	0,041
	1,051	1,006	0,992	0,971	1,005	0,034
	1,012	0,955	0,956	0,944	0,967	0,031
20	1,031	0,968	0,950	0,934	0,971	0,043
	0,985	0,908	0,910	0,930	0,933	0,036
	1,032	0,961	0,962	0,949	0,976	0,038
	1,005	0,939	0,923	0,927	0,949	0,038
25	0,979	0,859	0,866	0,847	0,888	0,061
	0,998	0,917	0,934	0,919	0,942	0,038
	0,955	0,921	0,893	0,878	0,912	0,034
	1,014	0,970	0,982	0,946	0,978	0,028
30	1,128	1,009	1,024	0,999	1,040	0,060
	0,964	0,902	0,949	0,873	0,922	0,042
	1,023	0,949	0,988	0,926	0,972	0,043
	1,044	0,974	0,	0,978	0,999	0,039
30	1,030	0,942	0,948	0,927	0,962	0,046
	1,030	0,933	0,958	0,932	0,936	0,046

Tabelle 4: Meßergebnisse für sechs aufeinander folgende Bestrahlungen für die 30 im Versuch verwendeten Dosimeter, bei Regenerierung nach Methode C. Alle Werte in nC.

M_i 0,943 0,042
 G_i 0,049

III.4.d Vergleich der verschiedenen Regenerierungsmethoden

Vergleicht man die Regenerierungsmethoden A, B, C miteinander, so stellt sich als beste Regenerierungsmethode die Methode B heraus, da sich hier die Ergebnisse mit einer Schwankung von nur 2 % reproduzieren lassen. Die Plättchen, nach der Methode C regeneriert, haben eine Reproduzierbarkeit von knapp 5 %, während sich mit Methode A nur eine Reproduzierbarkeit von etwa 10 % erreichen läßt.

Die Streuungen der Mittelwerte betragen bei der Regenerierung nach Methode A: 0,032 nC, nach Methode B: ebenfalls 0,032 nC und nach Methode C: 0,049 nC. Die größere Streuung der Mittelwerte der nach C regenerierten Plättchen weicht aber auf Grund des F-Testes (11) ebenfalls nicht signifikant von den Streuungen der nach A und B regenerierten Plättchen ab. Die Streuungen sind also alle etwa gleich groß. Der höhere Wert von 0,049 nC läßt sich noch als zufällig höherer Wert interpretieren. Das bedeutet, daß in den betrachteten Fällen die Streuung der Mittelwerte unabhängig von der Regenerierungsmethode ist, also nur eine Eigenschaft der Plättchen zu sein scheint. Nach Methode A mit einer Reproduzierbarkeit von 10 % erscheinen noch fast alle Plättchen als homogene Gruppe. Die individuellen Unterschiede der Plättchen lassen sich auf Grund der schlechteren Reproduzierbarkeit noch nicht trennen. Bei Methode C mit einer Reproduzierbarkeit von 5 % liegt nur noch eine homogene Gruppe von 13 Plättchen vor. Bei Methode B, die eine Reproduzierbarkeit von 2,1 % besitzt, sind nur noch 9 Plättchen in ihren Eigenschaften gleich. Die Streuung der Mittelwerte kommt durch die Verschiedenartigkeit der Plättchen zustande, die vermutlich auf die unterschiedliche Fehlordnungsdichte in der RTL-Substanz zurückgeht.

Wenn Dosismessungen nur mit einer Genauigkeit von 10 % erwünscht sind, so können die Dosimeter nach allen drei Methoden regeneriert werden, wobei die einzelnen Plättchen bis auf wenige untereinander vertauscht werden können. Will man eine höhere Genauigkeit erreichen, so muß man die Plättchen individuell eichen.

Fehler treten dann nur auf Grund der Änderung der Empfindlichkeit während der Regenerierung auf. Die beste Reproduzierbarkeit wird nach Methode B mit 2 % erzielt. Will man genauere Messungen erreichen, so muß die Art der Regenerierung weiter verbessert werden. In der Praxis wird man aus Zeitgründen (Regenerierdauer bei Harshaw 3 Std.+ 10 Min., bei Cameron 23 Std.+15 Min., bei der Schnellregenerierung 15 Min.+25 Sec.) die Methode der Schnellregenerierung den anderen Methoden vorziehen.

III.5 Einfluß der Regeneriertechnik auf die Reproduzierbarkeit der LiF-Dosimeter

Im folgenden soll besprochen werden, inwieweit sich die Technik der Regenerierung auf die Empfindlichkeitsänderungen der Dosimeter auswirkt und ob es nicht möglich ist, von den praktizierten Methoden abzuweichen.

Die Versuchsergebnisse der vorangegangenen Kapiteln hat gezeigt, daß eine genaue Reproduzierung der Empfindlichkeit umso schwieriger gelingt je mehr Arbeitsgänge die Regenerierungsmethode einschließt und je weniger genau die einzelnen Arbeitsschritte eingehalten werden können. Deshalb läßt sich auch erklären, warum die Meßwerte bei der Regenerierungsmethode A so stark differierten. Die Plättchen konnten dort bei den verschiedenen Versuchen nie genau auf 400° C erhitzt werden, da die Temperatur immer zwischen 380 und 420° C schwankte. Ebenso kühlten die der Öffnung des Ofens näher liegenden Dosimeter schneller ab als die weiter innen liegenden. Diese Ungenauigkeiten wirken sich schließlich auch auf die Empfindlichkeit aus.

Um also TL-Dosimeter genau reproduzierbar regenerieren zu können, sollte ein Ofen verwendet werden, bei dem Temperatur und Zeit exakt einstellbar sind. Damit könnten auch die Methoden B und C noch verbessert werden.

An einem Ausheizofen mit den geforderten Einrichtungen wird zur Zeit noch gearbeitet.

In diesem Abschnitt soll außerdem untersucht werden, inwieweit

sich die Meßergebnisse nach nur zum Teil erfolgter bzw. ohne vorausgegangene Regenerierung reproduzieren lassen. Damit soll die Frage geklärt werden, ob eine Wärmebehandlung überhaupt notwendig ist.

Dafür wurden LiF-Dosimeter mit einer vorgegebenen Dosis (820 mR) mindestens viermal bestrahlt und folgendermaßen behandelt:

- a) die Dosimeter wurden ohne vorausgegangene Temperung bei 100°C und ohne Temperaturbehandlung bei 370°C ausgewertet,
- b) die Dosimeter wurden ohne vorausgegangene Ausheizung (370°C) bestrahlt, jedoch bei 100°C 15 Minuten lang getempert und ausgewertet,
- c) die Dosimeter wurden nach vorausgegangener Ausheizung (370°C) bestrahlt und ohne Temperung ausgewertet,
- d) die Dosimeter wurden nach vorausgegangener Ausheizung (370°C) bestrahlt, 15 Minuten lang bei 100°C getempert und ausgewertet (Schnellregenerierung nach Regulla: Methode C).

Die Meßergebnisse sind in Tabelle 5 aufgeführt.

Bei einem Vergleich der Meßergebnisse fällt auf, daß die Lichtausbeute bei b und d annähernd die gleiche ist. Es wäre zu erwarten gewesen, daß die Lichtausbeute bei b ansteigt, da hier keine Meßwertlöschung bei 370°C stattgefunden hat. Kann man nun auf den Ausheizvorgang verzichten? Um diese Tatsache näher zu untersuchen wurden die "Glowkurven" des "Nulleffekts" für die Plättchen nach Behandlung entsprechend b) bzw. d) aufgezeichnet.

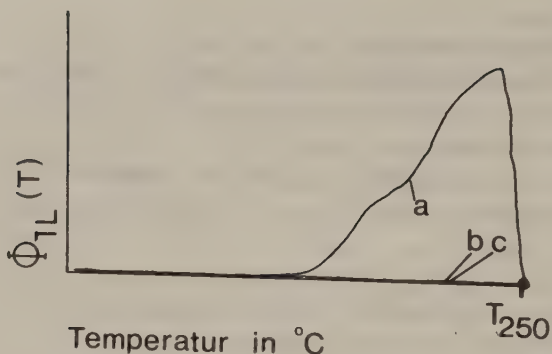


Abb. 10:

- a) Glowkurve eines mit 205 mR bestrahlten Dosimeters
- b) Dunkelstrom des Dosimeters nach zweiter Ausheizung, entsprechend dem unter d beschriebenen Vorgehen
- c) Dunkelstrom des Dosimeters ohne vorausgegangene Ausheizung, entsprechend dem unter b beschriebenen Vorgehen

Während am Gerät noch eine Ladung von 0,005 bis 0,007 nC-mehr beim Vorgehen nach b) als bei d) - abzulesen waren, konnten die Differenzen in der graphischen Darstellung nicht aufgelöst werden. Die untere Nachweisgrenze wird bestimmt von der Streuung des Nulleffektes. Der Nulleffekt beträgt etwa $(0,021 \pm 0,001)$ nC. Nur bei kleineren Dosen die im Bereich der unteren Nachweisgrenze liegen, wird die nicht gelöschte Dosis ($\hat{=} 0,007$ nC) eine Rolle spielen.

Ob man auch auf den zweiten Teil der Regenerierung (15 Min. 100°C), die die ursprüngliche Form der Ausheizkurve, also die ursprüngliche Empfindlichkeit wieder herstellen soll, verzichten kann, klärt Versuch c). Zunächst zeigt das Ergebnis von Versuch c) ein deutliches Ansteigen der Meßwerte im Vergleich zu Versuch b) und d). Dies ist durch die zusätzliche Lichtmenge der nicht gelöschten Vormaxima bei $T\ 100^{\circ}\text{C}$ zu erklären.

Außerdem aber ergibt sich eine relativ große Streuung von 0,053 nC bei einem Mittelwert von 1,121 nC; dies entspricht einem Fehler von ungefähr 7 %, also im Vergleich zu den Regenerierungen der Dosimeter nach den Vorschlägen von Cameron bzw. Regulla bedeutet dies eine Zunahme der Streuung um den Faktor 2 bis 3.

Akzeptiert man einen Fehler von 7 %, so könnte man auf die Temperung bei 100° C verzichten; dies ist jedoch auch nur dann möglich, wenn die exponierten Dosimeter unmittelbar nach der Bestrahlung ausgewertet werden. In dieser kurzen Zeit kommt das bei niedrigerer Temperatur auftretende Fading bei LiF nicht zur Geltung. Da im praktischen Gebrauch der LiF-Dosimeter die Forderung einer sofortigen Auswertung nicht verwirklicht werden kann, ist eine Temperung bei 100° C notwendig.

Das Ergebnis des Vorgehens nach a) ist in Tab. 5 wiedergegeben. Es zeigt, daß die Streuung der Meßwerte ebenfalls größer ist als bei einer Regenerierung nach Methode b) und c). Eine systematische Zunahme, die infolge des nicht gelöschten Restes von 0,5 % bei fortwährend wiederholter Bestrahlung und Auswertung ohne jede Regenerierung in einem Anstieg bemerkbar machen müßte, ist nicht eindeutig zu beobachten.

Die Streuung der Meßwerte ist offensichtlich zu groß (Abb. 11).

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß man die Regenerierung bei 370° C nicht unbedingt durchführen müßte. Die Ausheizung der Dosimeter bei der Auswertung bis auf 250° C löscht bereits bis auf einen Betrag von 0,5 % die vorangegangene Dosisinformation. Die Wiederherstellung der ursprünglichen Empfindlichkeit, die durch eine Wärmebehandlung zwischen 60 und 100° C erreicht wird, ist jedoch wegen der sonst zunehmenden Streuung notwendig.

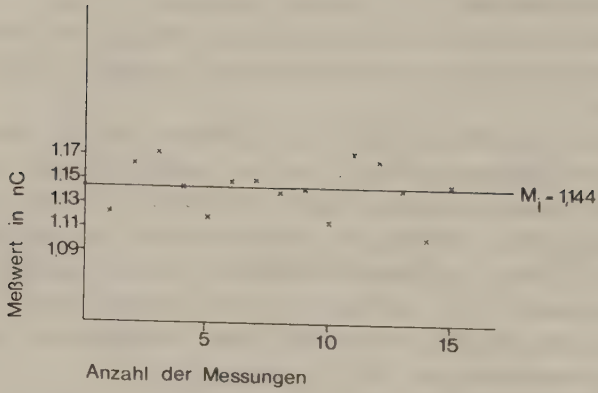


Abb. 11: Streuung der Meßwerte, wenn auf Temperung bei 100°C und Regenerierung bei 370° verzichtet wird

Tabelle 5

a) pre-irradiation annealing : -
post-irradiation annealing: -

Anzahl der Messungen	Meßergebnis
1	1,122
2	1,162
3	1,172
4	1,143
5	1,118
6	1,148
7	1,149
8	1,139
9	1,142
10	1,113
11	1,172
12	1,165
13	1,141
14	1,102
15	1,146
M	1,144
σ	0,025

Tabelle 5

- b) pre-irradiation annealing: -
 post-irradiation annealing: 15 min. 100° C

Anzahl der Messungen	Meßergebnis
1	0,756
2	0,758
3	0,760
4	0,759
M	0,758
σ	0,002

- c) pre-irradiation annealing: 25 sec. 370° C
 post-irradiation annealing: -

Anzahl der Messungen	Meßergebnis
1	1,051
2	1,171
3	1,152
4	1,110
M	1,121
σ	0,053

- d) pre-irradiation annealing: 25 sec. 370° C
 post-irradiation annealing: 15 sec. 100° C

Tabelle 5

d)	Anzahl der Messungen	Meßergebnis
	1	0,752
	2	0,752
	3	0,757
	4	0,756
		M 0,754
		σ 0,003

IV. Eignung der LiF-Dosimeter für die klinische Dosimetrie

Um den Anforderungen der klinischen Dosimetrie - insbesondere in der Diagnostik - zu genügen, müssen Dosimeter möglichst unabhängig von der Energie, der Dosisleistung und dem Einfallswinkel der Strahlung sein. Außerdem sollen sie einen linearen Meßbereich von wenigstens 50 mR bis 1000 R aufweisen. Die zum Schutze der Plättchen entwickelten Dosimeterkapseln dürfen ebenfalls den Meßwert nicht wesentlich beeinflussen. Inwieweit diese Forderungen von den beschriebenen und im Versuch benutzten LiF-Dosimetern bzw. Dosimeterkapseln erfüllt werden, wird in den nächsten Abschnitten besprochen.

IV.1 Einfluß der Kapsel auf das Meßergebnis

Die Schutzhülle um die LiF-Kristalle wurde so dimensioniert, daß zwar eine gewisse mechanische Stabilität gegeben ist, jedoch die Absorption der Strahlung in der Kapsel möglichst gering bleibt. Es ist anzunehmen, daß der Einfluß der Kapsel auf das Meßergebnis abhängig ist von der Energie der Strahlung. Dieser Effekt wurde untersucht und wird später noch beschrieben. Um jedoch wenigstens jetzt schon eine Vorstellung über die Abhängigkeit des Meßergebnisses von der Kapsel zu bekommen, wurden einige Messungen bei einer mittleren Strahlenenergie (300 kV, Th III) durchgeführt. Der Meßwert lag ohne Kapsel zwar immer höher (im Mittel 3 % bei 15 Messungen), jedoch liegt dieser Wert nicht signifikant außerhalb der Meßgenauigkeit der Methode.

IV.2 Winkelabhängigkeit

Eine wichtige Voraussetzung für die Eignung der LiF-Dosimeter für Messungen im Strahlenschutz ist die Unabhängigkeit der Meßergebnisse vom Einfallswinkel. Bei Messungen in der Strahlentherapie ist die Forderung der Winkelunabhängigkeit weniger bedeutend, da hier meist die Einfallsrichtung bekannt ist. Zur Überprüfung der Abhängigkeit wurden LiF-Plättchen in der Dosimeterkapsel bei einer Röntgenstrahlung der Erzeugungsspannung von 300 kV und eine Filterung von Thoreus III sowohl senkrecht

zur Achse der Kapsel als auch in der Achsenebene bestrahlt. Das Ergebnis der Messungen ist in Abb. 12 wiedergegeben.

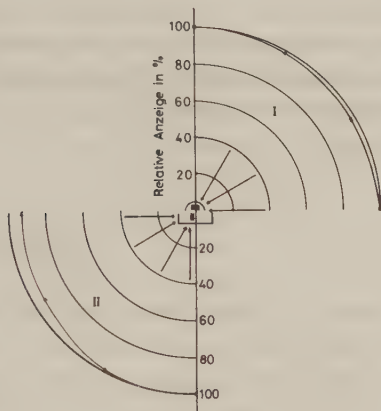


Abb. 12: Winkelabhängigkeit

- I. Dosimeter senkrecht zur Achse der Kapsel bestrahlt
- II. Dosimeter parallel zur Achse der Kapsel bestrahlt

Wie nicht anders zu erwarten, ist in radialer Richtung keine signifikante Abweichung, die über die Meßgenauigkeit der Methode hinausgeht, zu beobachten.

In der Achsenebene ist eine geringe Abnahme der Dosis bei Bestrahlung parallel zur Achse festzustellen. Diese kann damit erklärt werden, daß der Mantel der Kapsel in dieser Richtung um 2 mm dicker ist als seitlich.

Die verwendete Strahlung besitzt eine HWD von etwa 7 cm in H_2O . Damit läßt sich ein Unterschied der Dosis in Abhängigkeit vom Einfallswinkel von maximal 3 % erklären. Der noch verbleibende Rest in der Differenz (3 %) muß auf die Meßungenauigkeit zurückgeführt werden.

IV.3 Dosisleistungsabhängigkeit

Um zu überprüfen, ob bei den in der Therapie und Diagnostik vorkommenden Dosisleistungen eine Abhängigkeit der Anzeige von der Dosisleistung vorliegt, wurden die LiF-Dosimeter mit gleichen Dosen, jedoch in verschiedenen Dosisleistungen bestrahlt.

Die Dosisleistung wurde dabei in den technisch halbwegs einfach zu realisierenden Grenzen von $0,1 \frac{\text{R}}{\text{min}}$ bis $700 \frac{\text{R}}{\text{min}}$ variiert. Das Ergebnis zeigt die Abbildung 13.

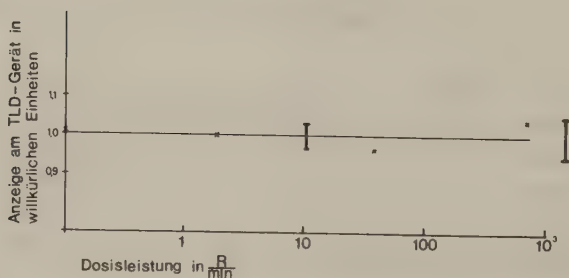


Abb. 13: Dosisleistungsabhängigkeit

Eingezeichnet sind die Meßergebnisse nach einer Bestrahlung mit 0,1; 1,8; 36; $700 \frac{\text{R}}{\text{min}}$. Darüber hinaus ist neben der Streuung des Mittelwertes noch der Fehler der Regeneriermethode (rechts dargestellt).

Wie in diesem Dosisleistungsbereich nicht anders zu erwarten, ist kein systematischer Gang abhängig von der Dosisleistung zu beobachten. Die Abweichungen vom Sollwert liegen innerhalb der Meßgenauigkeit der Methode.

Die in der Praxis vorkommenden Dosisleistungen, insbesondere bei diagnostischen Untersuchungen und anderen Fragen im Strahlenschutz, werden durch die hier vorgenommenen Variationen der Dosisleistung voll überdeckt. Bei noch höheren Dosisleistungen, wie sie bei gepulster Strahlung vorkommen können, müßte dieser Sachverhalt gesondert überprüft werden.

IV.4 Energieabhängigkeit

Da innerhalb der Strahlentherapie Strahlungen verschiedener Durchdringungsfähigkeit d. h. mit verschiedener Energie verwendet werden, muß von einem guten Dosimeter eine weitgehende Energieunabhängigkeit gefordert werden.

Zur Überprüfung der Energieabhängigkeit werden Dosimeter mit gleichen Dosen, jedoch verschiedener Strahlenqualität bestrahlt.

In der unten aufgeführten Tabelle sind die verschiedenen verwendeten Strahlenqualitäten aufgeführt.

Tabelle 6

kV	Zusatzfilterung	HWD in mm Cu
70	-	0,066
120	-	0,130
200	-	0,520
200	0,5 mm Cu	1,100
300	0,2 mm Cu	1,050
^{60}Co	-	≈ 20

Die maximalen Fehler, bedingt durch die Energieabhängigkeit, liegen in einem Bereich von 15 %.

Dieser Fehler erscheint tolerabel solange es sich um Messungen im Strahlenschutz handelt. Die Energieabhängigkeit muß bei genaueren Messungen wie sie in der Therapie üblich sind, wo dann auch die effektive Energie bekannt ist, entsprechend der obigen Kurve berücksichtigt werden.

Mit eingezeichnet in die Abbildung ist die theoretisch (Abb.14) zu erwartende Energieabhängigkeit (berechnet aus dem Absorptionskoeffizienten). Im Energiebereich oberhalb 100 keV decken sich die beiden Kurven nahezu.

Die zunehmende Abweichung bei abnehmender Energie kann durch die Absorption in der Hülle des Dosimeters, der Kapsel, erklärt werden. Bei sehr kleinen Energien (unterhalb 0,1 mm Cu HWD) tritt zusätzlich im Kristall selbst ein Dosisabfall auf. Er beträgt z. B. bei 0,1 mm Cu HWD 10 %.

IV.5 Meßbereichsumfang

Die Abhängigkeit der Lumineszenz der LiF-Dosimeter von der eingestrahlten Dosis wurde durch Bestrahlung der Dosimeter mit verschiedenen Dosen am Stabilipan 300 untersucht. Es wurden dafür jeweils 4 verschiedene Plättchen mit 45, 102, 205, 820, 1620, 4100, 16400, 32800, 97500 mR bestrahlt. Aus den vier verschiedenen Werten wurden Mittelwert und Streuung berechnet (siehe Tabelle 7).

Die Streuung der einzelnen Werte ist immer kleiner als die durch die Regeneriermethode bedingte Streuung. Das Ergebnis dieser Messungen ist in Abb. 15 wiedergegeben.

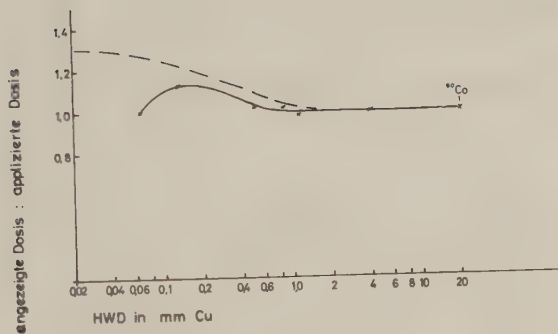


Abb. 14: Energieabhängigkeit der LiF-Dosimeter (mit Kapsel).
Die theoretisch erwartete Kurve ist gestrichelt mit
eingezeichnet.

Tabelle 7

Dosis in mR	Plättchen Nr. 1	2	3	4	Mi	σ
45,5	0,068	0,079	0,075	0,075	0,074	0,005
102,5	0,175	0,183	0,178	0,167	0,176	0,007
205	0,280	0,268	0,299	0,273	0,280	0,014
1620	2,329	2,050	1,978	2,090	2,112	0,152
4100	4,176	4,192	4,319	4,126	4,418	0,082
16400	15,685	16,585	16,685	16,985	16,235	0,656
32400	37,785	33,085	34,585	-	35,152	2,401
97500	119,985	119,085	118,185	-	119,085	0,900

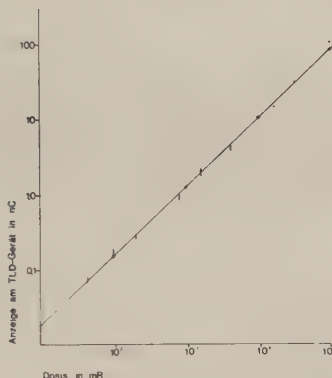


Abb. 15: Abhängigkeit der Lumineszenz der Thermolumineszenzdosimeter gemessen in nC von der eingestrahlten Dosis. Mit eingezeichnet ist der durch eine Potenzfunktion angenäherte Kurvenverlauf.

Man kann nun versuchen, durch eine analytische Funktion den Kurvenverlauf zu erfassen. Eine Anpassung durch eine Gerade führt besonders bei größeren Werten zu erheblichen Abweichungen von den experimentell ermittelten Werten. Es erscheint deshalb zweckmäßiger, die Anpassung mit einer Potenzfunktion zu versuchen. Man findet als bestmögliche Kurve:

$$y = 0,001995 \times x^{0,942}$$

Die untere Grenze des Meßbereichsumfanges wird durch die Streuung des Nulleffektes gegeben:

Meßwerte die größer als die dreifache Streuung des Nulleffektes sind (12), werden als echte Meßeffekte angesehen. Mit diesen Annahmen erhält man als untere Meßgrenze etwa 5 mR.

Die obere Grenze des Meßbereichsumfanges scheint auch bei 10⁵ mR noch nicht erreicht zu sein, jedoch ist nach Angaben aus der Literatur ab 10⁴ R mit irreparablen Schäden durch Entstehung neuer Fehlstellen zu rechnen.

IV.6 Gesamtfehler

Die in den vorliegenden Abschnitten durchgeführten systematischen Untersuchungen über die Genauigkeit der Thermolumineszenzdosimetrie ergaben für die einzelnen Komponenten folgende Genauigkeit:

- a) Energieabhängigkeit $\pm 15 \%$
- b) Winkelabhängigkeit $\pm 1 \%$
- c) Kapselabhängigkeit $\pm 3 \%$
- d) Reproduzierbarkeit:
 - Methode nach Harshaw $\pm 10 \%$ (A)
 - Methode nach Cameron $\pm 2 \%$ (B)
 - Methode nach Regulla $\pm 5 \%$ (C)

Bei einer Addition der Fehler erhält man einen größtmöglichen Fehler, der bei

- Methode A 29 %
- Methode B 21 %
- Methode C 24 %

beträgt.

Da man annehmen kann, daß die Fehler unabhängig voneinander sind, ergibt sich ein wahrscheinlicher Fehler von

- 18 % bei Methode A
- 15 % bei Methode B
- 16 % bei Methode C.

Wenn die effektive Energie der einfallenden Strahlung bekannt ist, wie es in der Strahlentherapie meist zutrifft, so reduziert sich der wahrscheinliche Fehler erheblich. Man muß in diesem Fall bei der LiF-RTL-Dosimetrie mit einem Fehler von

- 10 % bei einer Regenerierung nach A
- 4 % bei einer Regenerierung nach B
- 6 % bei einer Regenerierung nach C

rechnen.

Dies bedeutet, daß vor allem bei unbekannter Energie der Fehler in der Energieabhängigkeit eine bedeutende Rolle spielt. Dagegen ist bei bekannter Energie der Fehler in der Reproduzierbarkeit zu suchen.

V . Anwendungsbeispiel:

Um die Brauchbarkeit der Dosismessungen mit Lithiumfluorid für dosimetrische Fragen der Therapie zu testen, wurden mit diesen Dosimetern Tiefendosiskurven sowohl von Kobalt-60-Strahlung als auch von ultraharter Bremsstrahlung (17 MeV) aufgenommen.

Um unter eindeutigen Bedingungen zu messen, wurde darauf verzichtet, die Lithiumfluoriddetektoren in Plexiglas einzubringen, sondern es wurden vielmehr die Tiefendosiskurven direkt im Lithiumfluorid gemessen, was dadurch erreicht wurde, daß bis zu 30 Plättchen unmittelbar aufeinander geschichtet wurden. Korrekterweise müßten, um eindeutige Verhältnisse (Streuung) zu haben, diese Detektoren ihrerseits von Lithiumfluorid umgeben sein, was aus technischen Gründen nicht realisierbar war. Um wenigstens annähernd korrekte Streuverhältnisse für die Aufnahme der Tiefendosiskurven herzustellen, wurde in einem Plexiglasblock der Maße 88 x 48 x 81 eine Aussparung entsprechend den Dimensionen der Lithiumfluoriddetektoren angebracht.

Die erhaltenen Ergebnisse, nämlich die Tiefendosiskurve für Bremsstrahlung, erzeugt mit 17 MeV Elektronen und die Tiefendosiskurve für Kobalt-60-Strahlung zeigen die beiden Abbildungen 16 und 17. Durch die mit eingezeichneten Meßpunkte wurde eine mittlere Kurve gelegt. Wie nicht anders zu erwarten, streuen die Meßwerte um eine mittlere Tiefendosiskurve mit etwa $\pm 6\%$. Diese Ungenauigkeit liegt innerhalb der im Kapitel IV ermittelten Genauigkeit für die Lithiumfluoriddetektoren. Zum Vergleich ist die ionometrisch gemessene Tiefendosiskurve für beide Strahlenarten mit wiedergegeben.

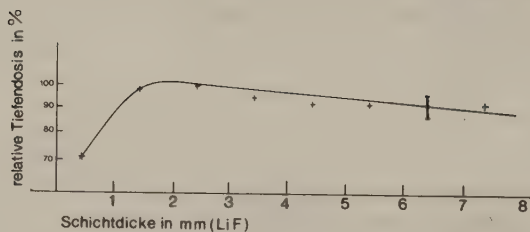


Abb. 16: Tiefendosiskurve von ^{60}Co , gemessen in LiF, FHA 1 m

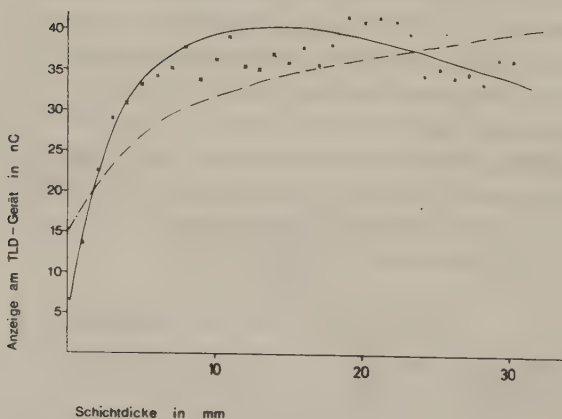


Abb. 17: Tiefendosiskurve von ultraharter Bremsstrahlung (17 MeV); die gestrichelte eingezeichnete Kurve gibt die ionometrisch gemessene Tiefendosiskurve wieder

Die beiden mit Lithiumfluorid gemessenen Tiefendosiskurven erscheinen im Vergleich zu der ionometrisch gemessenen Tiefendosis Kurve etwas "gestaucht". Dies läßt sich aus der höheren Dichte von Lithiumfluorid im Vergleich zu Wasser bzw. Plexiglas zwanglos erklären (die höhere effektive Ordnungszahl von Lithiumfluorid gegenüber der von Wasser bzw. Gewebe spielt in diesem Energiebereich nur noch eine untergeordnete Rolle). "Dehnt" man die mit Lithiumfluorid gemessenen Tiefendosis Kurven im Verhältnis der Dichten, so gehen nahezu die beiden nach verschiedenen Verfahren gemessenen Kurven ineinander über.

Nicht eindeutig zu sichern ist, ob die Abweichung der Meßpunkte von der eingezeichneten Tiefendosis Kurve für die ultraharte Bremsstrahlung nicht doch einen wahren Effekt widerspiegeln. So könnte bei 10 mm ein erstes sogenanntes Vormaximum auftreten und bei etwa 20 mm das eigentliche Hauptmaximum.

Zur eindeutigen Klärung dieser Verhältnisse müßten jedoch noch weiterführende detaillierte Versuche durchgeführt werden.

Zusammenfassung

Obwohl LiF aufgrund seines chemischen Aufbaues den Anforderungen, die an ein Dosimeter - als ein Ersatzstoff für das Gewebe - gestellt werden, hinreichend genügt, müssen bei der erfolgreichen Anwendung von LiF bestimmte Voraussetzungen beachtet werden. Diese betreffen die Handhabung, die Reinigung, die Schutzhüllen und vor allem die Behandlung der Dosimeter mit dem Auswertegerät.

Um die ursprüngliche Empfindlichkeit der Dosimeter nach einer Bestrahlung wieder herzustellen, ist ein genau einzuhaltender Arbeitsgang vor und nach der Bestrahlung notwendig. Man teilt ihn in Temperung und Regenerierung ein.

Als ein besonderes Problem galt die Frage nach einer zweckmäßigen und zugleich exakt reproduzierbaren Regeneriermethode. Anhand von 30 Dosimetern wurden drei verschiedene Regeneriermethoden erprobt und die Ergebnisse diskutiert. Als praxisgerechteste hat sich dabei die Schnellregenerierung nach Regulla herausgestellt, da sie nur ungefähr 20 Minuten beansprucht. Der Fehler in der Reproduzierbarkeit war dabei nicht größer als 5 %.

Nachträgliche Versuche haben gezeigt, daß der Fehler nur um 0,5 % größer wird, wenn man die Regenerierung bei 370° C nicht durchführt, die Dosimeter also nur der Temperung unterzieht. Für die Wiederherstellung der ursprünglichen Empfindlichkeit ist jedoch die Wärmebehandlung zwischen 60° und 100° C unbedingt notwendig.

Versuche, welche den Meßbereichsumfang, den Einfluß der Dosimeterkapsel, die Unabhängigkeit der LiF-Dosimeter von Energie, Dosisleistung und Einfallswinkel der Strahlung untersuchen sollten, bestätigen erneut die Eignung von LiF-Dosimetern für die klinische Dosimetrie. Bei bekannter effektiver Energie bleibt die Gesamtungenauigkeit immer kleiner als ± 10 %.

Literatur

1. Markus, B.:

Über den Begriff der Gewebeäquivalenz und einige wasserähnliche Phantomschubstanzen für Quanten von 10 keV bis 100 MeV, sowie schnelle Elektronen, Strahlentherapie 101 (1956), 111-131

2. Frik, W.:

Strahlenschutz in der medizinischen Röntgenologie
Strahlenschutz in Forsch. u. Praxis, 2. Jahrbuch (1962)

3. Attix Frank H. u. Roesch William C.:

Topics in Radiation Dosimetry, Radiation Dosimetry, Academic Press, New York (1972)

4. Frank M. u. Stolz W.:

Festkörperdosimetrie ionisierender Strahlung, Verlag Chemie GmbH., Weinheim/Bergstr., (1969)

5. Rassow J. u. Strüter H.-D.:

Systematische Untersuchung mit LiF-Thermolumineszenzdetektoren TLD 100 am Alderson-Phantom zur Gonadenbelastung bei der Therapie mit konventionellen Röntgenstrahlen (60 bis 300 kV), Telegammastrahlen (^{137}Cs und ^{60}Co) sowie Betatronbrems- und -elektronenstrahlen von 20 und 43 MeV Grenzenergie, Strahlentherapie 139 4 (1970) 446-458

6. Regulla D. F. u. Balasubrahmanyam V.:

Experiences with the Lithium Fluoride thermoluminescent dosimetry system and recommendations for its practical application, Gesellschaft für Strahlenforschung mbH., München, (1971)

7. Cameron J.R. et al.:

Thermoluminescent Radiation Dosimetry Utilizing LiF, Health Physics, Pergamon Press 1964, 10 25 - 29

8. Strüter H.-D.:
Eigenschaften von LiF-Thermolumineszenzdetektoren
bei der Dosimetrie energiereicher Strahlen,
Strahlentherapie 142 2 (1971) 174-182
9. Dhar A., Dewerd L. A. u. Stoebe T. G.:
Effects of annealing and colling processes on
thermoluminescence of LiF (TLD 100), Health Physics,
Pergamon Press 1973, 25 427-433
10. HARSHAW CHEMICAL COMPANY:
Model 2000-A, Thermoluminescence detector
11. Mittendecker E.:
Planung und statistische Auswertung von Experimenten,
Verlag Franz Deuticke, Wien, (1970)
12. Piesch E. u. Maushart R.:
Die Verwendung von Radiophotolumineszenzglasdosimetern
zur Personenüberwachung, Gesellschaft für Kern-
forschung mbH., Karlsruhe, (1966)

Herrn Professor Dr.Dr.H.Pauly möchte ich an dieser Stelle für die Überlassung des Themas und die großzügige Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit recht herzlich danken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr.Th.Schmidt, unter dessen Führung und Anleitung diese Arbeit entstanden ist. Herr Dr.Schmidt hat durch seine sachverständigen Anregungen und seinen stets hilfsbereiten Rat wesentlich zum Gelingen der Arbeit beigetragen.

Lebenslauf

Am 24. Februar 1948 wurde ich als drittes Kind des Zahnarztes Franz Krämer und seiner Frau Hilde, geb. Wihard, in Geisenhausen/Ndb. geboren.

In Vilsbiburg/Ndb. besuchte ich von 1954 - 1958 die Volksschule. Anschließend ging ich auf das Hans-Leinberger-Gymnasium in Landshut zur Schule, wo ich auch im Juni 1967 die Reifeprüfung ablegte.

Bevor ich im November 1969 mit dem Zahnmedizinstudium an der Friedrich-Alexander-Universität in Erlangen beginnen konnte, studierte ich zwei Semester Biologie-Chemie an der Julius-Maximilians-Universität in Würzburg und absolvierte einen verkürzten Grundwehrdienst von einem Jahr in München.

Nach bestandenem Staatsexamen beendete ich mein Studium am 27. Juni 1974.

Am 16. Juli 1974 erhielt ich die Approbation als Zahnarzt.

Ab August 1974 arbeite ich als Assistent in einer freien Praxis in Neuburg/Donau.

Seit 1971 bin ich verheiratet und habe ein Kind.



Buchdruckerei Ludwig Müller - 852 Erlangen, Fahrstraße 5